Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,
v. 22, n. 3, p. 213-225, dezembro 2006
© SBEB - Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica
ISSN 1517-3151

Artigo Original
Recebido em 28/07/2004 e aceito em 11/12/2006

Um simulador computacional preciso para adaptação de lentes de contato rígidas (PMMA) usando dados *in vivo* da topografia da córnea

A precise computer simulation system for rigid contact lens (PMMA) adaptation using in vivo data from corneal topography

Luis Alberto Vieira de Carvalho*
IFSC/USP Instituto de Física de São Carlos
Grupo de Óptica
Av. Dr. Carlos Botelho, 1465
13560-250 São Carlos, SP - Brasil
e-mail: lavcd@ifsc.usp.br

Paulo Schor
Wallace Chamon
UNIFESP - Universidade Federal de São Paulo,
Departamento de Oftalmologia
R. Botucatu, 824
04023-062 São Paulo, SP – Brasil

*autor para correspondência

Resumo
Neste trabalho foi desenvolvido um simulador gráfico computadorizado para auxílio na adaptação de lentes de contato rígidas, um processo normalmente demorado e incômodo para o paciente. Este simulador permite a adaptação de lentes de contato rígidas dispensando em muitos casos o exame tradicional de fluoresceína, o que significa economia de tempo para o oftalmologista e para o paciente, e maior precisão na receita da lente de contato. Através do cálculo preciso da elevação corneana com base nas imagens de Plácido geradas por um videoceratoscópio comercial, realizou-se a subtração destes dados da CCP (Curva Central Posterior) de lentes rígidas de vários raios diferentes, para cinco pacientes voluntários. O *software* permite o cálculo das espessuras lacrimais em 5.760 pontos e a sua apresentação na tela do computador de acordo com uma escala que simula as cores da fluoresceína.
Palavras-chave: Topografia de córnea, Videoceratógrafo, Ceratometria, Discos de Plácido, Lentes de contato rígidas, Fluoresceína.

Abstract
A computerized graphic simulation of fluorescein patterns for contact lens fitting has been developed in the present work. This is usually a tiresome and lengthily process and this software should help minimize the fitting time. In certain cases the present simulator allows for the adaptation of rigid contact lenses even without the traditional fluorescein procedure. This means that the patient and ophthalmologist will spend less time in the process and have more precision on lens prescription. From the precise calculations of the corneal elevation based upon Plácido images from videokeratography exams, it was possible to subtract these values from the PCC (Posterior Central Curvature) of the lens. This procedure was conducted for 5 voluntary patients. The lachrymal thickness may be computed for 5,769 points and displayed on the computer screen according to a green scale that mimics the traditional fluorescein exam.
Keywords: *Corneal topography, Videokeratography, Keratometry, Plácido discs, Rigid contact lenses, Fluorescein.*

Extended Abstract

Introduction

Rigid contact lenses have been part of the day-to-day practice of ophthalmologists for many decades. One of the best techniques to find the best fitting lens, in terms of comfort and visual acuity, is the combination of both the fluorescein and refraction exams. The first allows the ophthalmologist to have an idea of the posterior lens and anterior cornea clearance and tear flow, which are the two main factors involved in lens comfort; the second allows the subjective measurement of the patient's acuity during the trial lens fitting process, which will guarantee that a given lens results in a minimum acceptable acuity. Although both these methods have shown to be efficient along many years, they are quite tiresome for the patient and professional and quite uncomfortable to the patient. With the widespread of computerized systems for precise measurements of the anterior corneal topography (videokeratoscopes) in the late 80's, the possibility of developing high-speed graphic simulations of the traditional fitting process became a reality.

An efficient software which uses videokeratography data of in vivo corneas for simulation of fluorescein patterns has been developed in this work. This system has a graphics user interface where the ophthalmologist may enter or chose values of trial lenses based on prior refraction values of the patient's eye. Given the patient's refraction, corneal topography and rigid lens data, the software generates high fidelity fluorescein patterns, displayed in different levels of green proportional to lachrymal depth, that mimic what would be seen on a traditional exam. The software also suggests the best fitting lens for each patient. The ophthalmologist can decide for the best fitting lens or accept the software's suggestion.

Methods

*An Eyetec (www.eyetec.com.br) corneal topography system (**videokeratographer) was used to collect corneal surface height** information from 5 volunteers at the Escola Paulista de Medicina – UNIFESP. All patients had their refraction taken previously at a Canon auto-refractor and also during a subjective refraction test. This data was treated by a package developed using the Delphi® (www.borland.com) programming language. The results were compared to the traditional (fluorescein) method.*

Results

The comparison of lens prescription using the virtual and traditional exams allowed the determination of the software efficiency. The mean deviation for both of the main lens parameters was 0.35 D for the posterior central curvature (PCC) and 0.25 D for the total lens power. These values are perfectly acceptable since they guarantee a comfortable fit and visual acuity for most patients. This indicates that the software provides accurate simulations of the fluorescein pattern. Therefore the ophthalmologist may prescribe lenses based on these simulations as if they were the traditional exam, or use them together with the latter.

Discussion

A computerized virtual fluorescein simulation system has been implemented in this work and is demonstrated here. The results obtained indicate that the software may help the ophthalmologist in a daily bases as a complementary tool or even as a substitute to the traditional fluorescein exam. In general terms, the software is easy to operate and realizes fast computation of lens data when the fitting process is based on patient spectacle prescription or conventional refraction; in the case of using the trial lens method, the advantage is to eliminate or at least improve the traditional exam, which is quite tiresome for the patient. The other advantage when using this latter method is that the ophthalmologist doesn't necessarily have to carry physically all types of trial lenses in the clinic or hospital. Moreover, if there are different brands in the market with different parameters, these may be input into the virtual system.

The main objective of this new technique is not to substitute the medical opinion but rather to add value to the traditional adaptation method possibly as a "second opinion", for those less experienced, or an alternative and stand-alone technique for the more experienced clinicians.

In a second phase of this work a greater number of volunteer patients should be examined. By doing so, it will be possible to determine the efficiency of the system for a statistically significant population, which should contain more diverse corneal and refraction characteristics.

Introdução

Lentes de contato rígidas de PMMA (Polimetil Metacrilato) são utilizadas há décadas (Mandell, 1988). Suas aplicações são diversas, mas a principal função é a correção de defeitos visuais (ametropias). Até recentemente havia apenas um método predominante de adaptação, que consiste na aplicação do corante fluoresceína (FL) no olho do paciente e avaliação com lâmpada de fenda (LF) de várias lentes de uma caixa de prova fornecida pelo fabricante. Este processo, utilizado até os dias de hoje, apesar de fornecer resultados confiáveis, é demorado e bastante desconfortável para o paciente.

A popularização dos topógrafos de córnea computadorizados, a partir da década de 90, tornou possível o cálculo preciso do formato da superfície da córnea humana. Com base nestes dados e conhecendo os parâmetros das lentes de contato, como curvatura anterior e posterior, diâmetro, entre outros, é possível a simulação computacional do processo de adaptação. Isso permite que o médico, antes mesmo de realizar os testes com FL, teste virtualmente algumas lentes. Com isso pode-se passar para a etapa de exames com um número menor de lentes a serem testadas e com uma certeza maior do sucesso da adaptação. Baseado nestes conceitos, e através de uma parceria entre o Instituto de Física de São Carlos (IFSC/USP) e a Escola Paulista de Medicina (EPM/UNIFESP), foi desenvolvido o primeiro simulador computacional brasileiro para adaptação de lentes de contato rígidas. Este sistema foi testado em cinco pacientes voluntários e forneceu resultados bastante satisfatórios, conforme será apresentado aqui.

Material e Métodos

Conceitos básicos sobre lentes e processo de adaptação

Antes de abordar o tema relacionado aos processos de adaptação de lentes de contato, é importante definir alguns parâmetros básicos relacionados às dimensões físicas de uma lente. Na Figura 1 tem-se um diagrama onde os principais parâmetros podem ser facilmente entendidos. Há vários tipos de lentes rígidas disponíveis no mercado e normalmente elas são denominadas de acordo com o número de curvas posteriores. Lentes com apenas uma curva posterior são denominadas de *lentes mono-curvas*, com duas são chamadas de *bi-curvas* e com três são chamadas de *tri-curvas*, como é o caso daquela mostrada aqui. Todos estes parâmetros são importantes na adaptação. Alguns deles, como a curva central posterior (CCP), determinam fatores relacionados ao conforto (Moreira e Moreira, 1998), liberdade de movimentação e fluxo lacrimal sob a lente (Carvalho

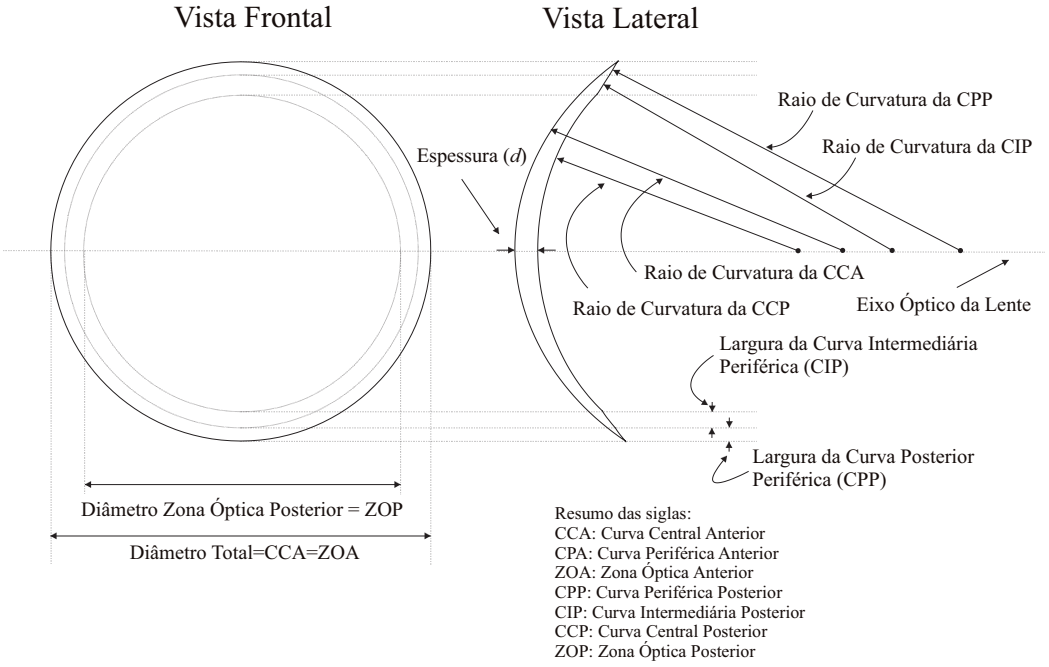

Figura 1. Parâmetros que definem uma lente de contato rígida (Mandell, 1988; Moreira e Moreira, 1998).
Figure 1. *Parameters that are used to define a rigid contact lens (Mandell, 1988; Moreira e Moreira, 1998).*

et al., 1999; McNamara *et al.*, 1999). O fluxo lacrimal é fundamental para a nutrição da córnea.

A CCP e outros parâmetros, como a espessura (d) e a curva central anterior (CCA) são importantes na determinação do poder óptico da lente de contato. A equação 1 (também conhecida como equação do fabricante de lentes) descreve o poder de uma lente espessa:

$$\frac{1}{f} = (n-1)\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} + \frac{(n-1)d}{nR_1R_2}\right) \quad (1)$$

onde f = distância focal da lente (quando dada em metros fornece o poder dióptrico da lente, normalmente designado por D), n = índice de refração da lente, R_1 = raio da curva central anterior (CCA), R_2 = raio da curva central posterior, e d = espessura central da lente.

De maneira geral não existe uma única receita de como fazer uma boa adaptação (Moreira e Moreira, 1998). Alguns profissionais consideram que estes parâmetros deveriam ser determinados a partir da leitura do ceratômetro (instrumento que mede a curvatura central da córnea), outros opinam que o melhor é utilizar os dados obtidos na refração (ou seja, quais os valores de miopia ou hipermetropia e astigmatismo do paciente). Outro grupo prefere testar lentes de uma caixa de prova até encontrar a mais adequada. Acredita-se que a melhor técnica seja uma combinação destes métodos, e não apenas um deles de maneira isolada.

Para casos como ceratocone é praticamente impossível determinar a CCP pelos métodos convencionais de refração e ceratometria, e a caixa de prova torna-se bastante útil e desejável (Mandell, 1988; Moreira e Moreira, 1998).

No exame tradicional, FL líquida é instilada no olho do paciente, que é em seguida submetido ao exame com LF. As regiões com maior volume de FL e lágrima estarão numa cor verde mais brilhante do que aquelas com menor volume. O objetivo principal da adaptação de LC com auxílio do exame de FL é obter um padrão que indique ao médico se a LC está "frouxa", "apertada", "paralela" ou "ideal" (Figura 2).

Empiricamente, o melhor padrão de FL é aquele que indica um certo livramento central e periférico,

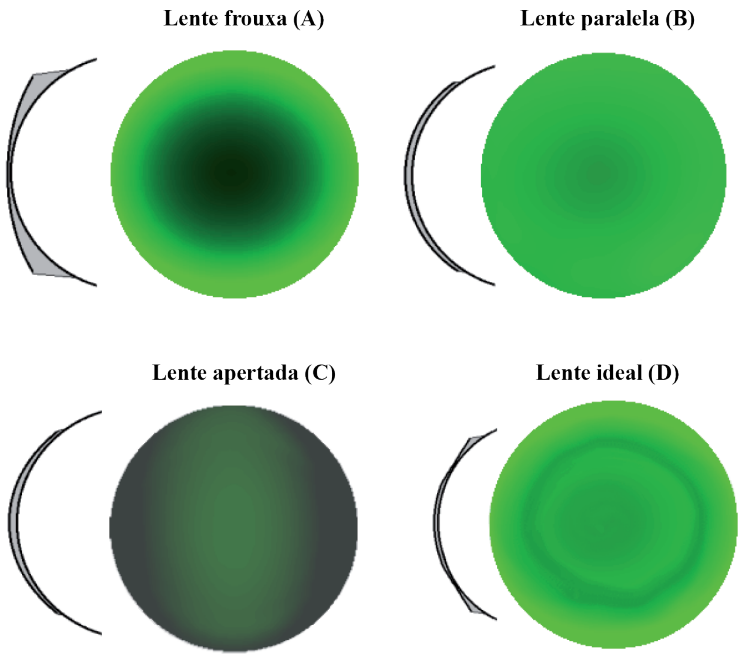

Figura 2. Os quatro tipos básicos de adaptação: (A) lente "frouxa" onde CCP é maior que da córnea, (B) lente paralela, (C) lente "apertada", ou seja, CCP menor que da córnea; e (D) lente ideal, com livramento apical ao centro e na periferia, com leve toque na região próxima à periferia. ***Figure 2.*** *The four basic types of lens adaptation: (A) the loose lens where the PCC is greater than that of the cornea, (B) the parallel lens, (C) the tight lens, i.e., a PCC smaller than that of the cornea, (D) ideal lens, with apical clearance at the center a periphery, with a moderate touch at the region close to the periphery.*

com uma aproximação maior da lente na região próxima à periferia. Este padrão indica que a lente terá uma região de apoio, para que não se movimente em demasia sobre a córnea, ao mesmo tempo o livramento periférico permite a oxigenação sob a lente. Quando a paciente pisca, a LC se movimenta sobre a córnea e muda seu próprio formato (Moreira e Moreira, 1998). Estes movimentos provocam uma pressão interna menor do que a pressão externa e uma porção de lágrima do meio externo é "sugada" por debaixo da lente, provocando uma mistura lacrimal e uma conseqüente oxigenação da córnea. A sensação de conforto da LC se deve basicamente a 3 fatores: 1) fluxo lacrimal, 2) pontos de contato da LC e da córnea, 3) movimentação da lente.

No caso do fator (1), uma troca de lágrima do meio externo para a região entre a córnea e a LC é necessária para manter o metabolismo da córnea em níveis normais, permitindo que a LC seja usada por um período de tempo razoável. A córnea depende do fluxo lacrimal, que traz nutrientes e elimina os detritos provenientes dos processos metabólicos (Carvalho *et al*., 1999; McNamara *et al*., 1999; Polse *et al*., 1999).

Com relação ao fator (2), a LC tem uma tendência natural de flutuar sobre a camada lacrimal da córnea, mas algumas partes da LC irão sempre tocar a córnea. A maneira como são estes toques é importante pois não devem se limitar a uma ou duas regiões da córnea, mas devem seguir o contorno da córnea para que a pressão da LC seja distribuída uniformemente sobre ela. Por outro lado, deve existir um espaço entre a córnea e a lente para permitir a troca de fluido, conseqüentemente a forma da LC deve ser ligeiramente diferente da forma da córnea para permitir o fluxo lacrimal.

O fator (3) é necessário para que haja o fluxo lacrimal, mas a LC não deve ter um movimento excessivo, pois isto pode causar traumas na córnea e até mesmo a expulsão da LC do olho. Uma LC com muita liberdade de movimento pode incidir repetidamente no limbo e na pálpebra, causando desconforto.

Todos estes fatores devem ser analisados com cuidado durante uma boa adaptação. No entanto, o exame tradicional de FL, com lentes de uma caixa de prova, pode se tornar um processo bastante demorado. No início dos anos 90, com o surgimento dos topógrafos de córnea ou videoceratógrafos (daqui em diante abreviado por "VC"), o formato da maior parte da superfície anterior da córnea pôde ser determinado rapidamente (Klyce, 1984; Koch *et al*., 1989). Pesquisadores e engenheiros perceberam que o conhecimento preciso da superfície anterior poderia auxiliar na adaptação da LC, além das aplicações mais imediatas em análises pré e pós-cirúrgicas. O processo computacional de simular os padrões de FL para LC de uma base de dados instalada no *software* do VC pode eliminar algumas etapas do processo tradicional de adaptação de LC, portanto auxiliando o oftalmologista para uma adaptação mais rápida e segura.

Desde então vários fabricantes de VC têm implementado em seu *software* um módulo para este fim. No entanto, a maior parte deles não demonstra quais modelos matemáticos são usados para os cálculos, e também não explicam qual a precisão da simulação, entre outras limitações. Este trabalho tem por objetivo demonstrar como é feita esta simulação e quão confiável ela pode ser para diferentes superfícies da córnea, como astigmatismo, ceratocone e córneas aproximadamente esféricas. Foi utilizado um algoritmo relativamente recente (1997) para cálculo preciso de elevações da córnea (Klein, 1997) e foi implementado um módulo de adaptação de LC baseado nos dados de um VC comercial (Eyetec CT2000, www.eyetec.com.br), permitindo simulações fidedignas de padrões de FL. Foram realizados testes em vários tipos de córneas e os padrões de FL simulados auxiliam o oftalmologista na escolha da melhor lente baseado em três tipos de informação: 1) dados da refratometria, 2) dados da prescrição e 3) escolha da lente pela caixa de prova (virtual). São apresentados exemplos de adaptação para cada uma destas técnicas.

Cálculos da elevação e curvatura da córnea

Existem vários modelos para cálculo dos parâmetros relacionados à córnea. Na literatura pode-se ler a respeito de modelos *Axiais*, *Tangenciais* e *Refrativos* da córnea humana (Figura 3).

No modelo *Axial* (Figura 3A), para cada ponto sobre a superfície da córnea é traçada uma reta perpendicular à superfície e em direção ao eixo óptico. Esta reta pertence ao plano definido pelo eixo óptico e o ponto sobre a córnea. A distância deste ponto até o ponto de intersecção com o eixo óptico define o *raio de curvatura axial*, que é utilizado para calcular o poder axial, através da equação 2.

$$D = \frac{(n-1)}{r} \qquad (2)$$

D representa o poder dióptrico, n é o índice de refração da córnea e r é o raio de curvatura em metros. No modelo *Tangencial* (Figura 3B), o procedimento é semelhante, porém não se considera a intersecção da reta perpendicular com o eixo óptico. O raio de curvatura é calculado de acordo com a definição matemática de

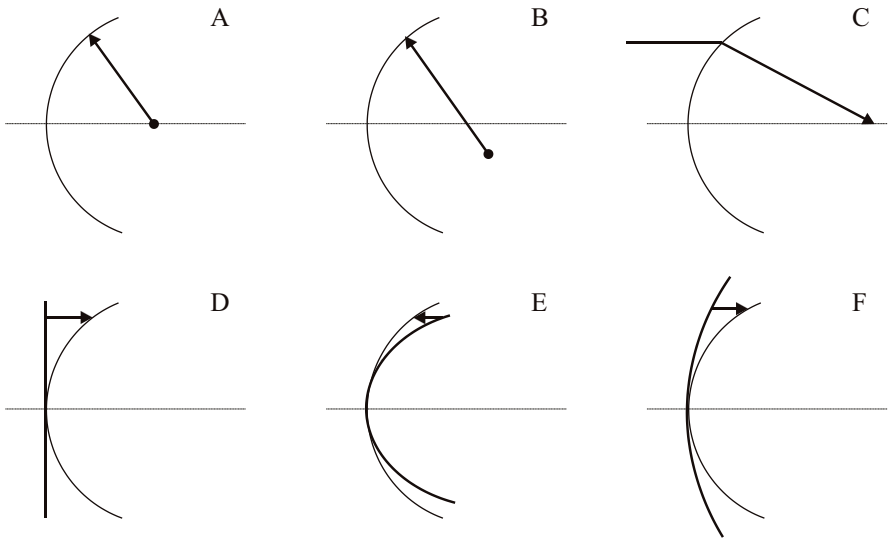

Figura 3. Os diferentes modelos para descrição da superfície da córnea. Cada um tem vantagens e desvantagens no momento de se avaliar a qualidade óptica da córnea. Uma análise detalhada destes fatores foi feita por Klein e Mandell (1995). ***Figure 3.*** *Different models for description of the corneal surface. Each one has advantages and disadvantages when analyzing the optical quality of the cornea. A more detailed analysis of these factors was made by Klein and Mandell (1995).*

curvatura instantânea (do cálculo diferencial/integral). Para uma função matemática $f(x)$ a curvatura k em uma dado ponto x é dada pela equação 3.

$$k(x) = \frac{\left| f''(x) \right|}{\left[1 + \left(f'(x) \right)^2 \right]^{3/2}} \qquad (3)$$

Como o raio de curvatura é o inverso da curvatura, temos r = 1 /k. A equação 3 simplesmente representa a curvatura da melhor circunferência que pode ser interpolada na vizinhança dos pontos próximos a x. Então o poder tangencial também é chamado de instantâneo por calcular o poder dióptrico baseado na curvatura instantânea, e não na curvatura axial. Mapas topográficos tangenciais são ligeiramente diferentes de mapas axiais, sendo que as regiões de altas curvaturas aparecem mais acentuadas, como no caso de ceratocone.

O modelo *Refrativo* (Figura 3C) é baseado no traçado de raios incidentes na córnea. Neste modelo utiliza-se conceito de óptica geométrico (lei de Snell) para calcular a refração dos raios incidentes em pontos diferentes da córnea. Conforme a Figura 3C, a intersecção do raio refratado com o eixo óptico permite então calcular a distância focal. O modelo Refrativo tem a vantagem de ser uma medida mais fiel do poder de refração em cada ponto da córnea, pois não assume que cada ponto esteja agindo opticamente como uma superfície esférica (como é o caso dos modelos Axial e Tangencial). Para uma comparação detalhada de cada um destes modelos, suas vantagens e desvantagens, consultar os trabalhos minuciosos de Applegate e Howland (1995) e Klein e Mandell (1995).

Por fim, há o modelo de elevação. Neste o objetivo é calcular a elevação da córnea em cada ponto em relação a alguma superfície de referência. Estas superfícies podem ser planas ou esféricas (Figura 3D, E, F). Pode-se escolher planos tangentes ao ápice da córnea ou que estão atrás desta, ou esferas maiores ou menores que a córnea.

Para o caso específico da adaptação de LC, deseja-se calcular a espessura de lágrima entre a superfície posterior da lente (CCP) e a anterior da córnea. Percebe-se então que os modelos Axial e Tangencial não permitem que este cálculo seja feito.

Na literatura existem vários modelos para calcular dos poderes axial e tangencial (Mandell, 1992; van Saarloos *et al*., 1991; Wang *et al*., 1989) mas, para calcular a espessura de lágrima entre a córnea e a LC, é necessário utilizar modelos de elevação (Carvalho *et al*., 1998, 2002a, b, 2004; Halstead *et al*., 1995a, b; Klein,

1997). A córnea, como qualquer outra superfície anesférica, tem vetores normais à superfície que não estão necessariamente contidos nos planos meridionais (planos que contêm o eixo óptico e seccionam a córnea em meridianos diferentes). Klein (1997) demonstra que desprezar este fato para córneas aproximadamente regulares causa erros desprezíveis (< 0,1 µm). Mas para córneas com ceratocone e outras anomalias na superfície (como em alguns casos de pós-ceratotomia radial – cirurgia para correção de miopia e astigmatismo onde são feitos cortes radiais na córnea) estes erros podem chegar a 20 µm. Klein utiliza simulação dos Discos de Plácido para superfícies teóricas (descritas por equações matemáticas) para análise da precisão, recurso que também foi utilizado neste trabalho. Isto é uma vantagem sobre outros métodos, pois se pode calcular a precisão do algoritmo de elevação mesmo antes de testá-lo em superfícies reais, até porque a construção de superfícies anesféricas é bastante complexa e envolve a utilização de tornos de alta precisão. Este algoritmo, demasiado extenso e fora do escopo deste artigo, pode ser consultado na literatura (Klein, 1997). Serão, no entanto, mostrados os seus resultados para superfícies esféricas, tóricas e ceratocone, e depois a sua aplicação à simulação de padrões de FL utilizando o modelo de elevação implementado (Figura 3D).

Simulação dos Discos de Plácido

O objetivo principal de construir um algoritmo para simular o traçado de raios do VC (Discos de Plácido) até a superfície e finalmente até a formação da imagem na câmera CCD é poder averiguar quão preciso é o algoritmo para o cálculo das elevações da superfície. Num primeiro passo, para uma superfície teórica arbitrária, o algoritmo é aplicado para a geração das imagens dos Discos de Plácido; no segundo passo é feito o processo inverso, isto é, o algoritmo de elevação é aplicado nestas imagens para obter a superfície, e esta é então comparada com a superfície teórica. Quanto menor for o erro entre as duas superfícies, mais preciso será o algoritmo. Embora estas simulações sejam apenas teóricas, elas refletem bem o que ocorre na realidade.

Para facilitar a análise, assume-se que a câmera do VC está bem focalizada na imagem virtual dos anéis. O propósito disto é poder fazer a aproximação de raios paraxiais. Se a imagem no CCD está bem focalizada pode-se assumir que todos os pontos refletidos pela córnea formam imagem no plano do CCD. Como ilustrado na Figura 4, pode-se traçar um raio partindo de um dos anéis do cone, refletindo na córnea e saindo paralelo ao eixo do topógrafo em direção ao CCD. Este raio é refratado pela lente da câmera e incide no plano do CCD, a uma distância radial ρ_i do eixo do

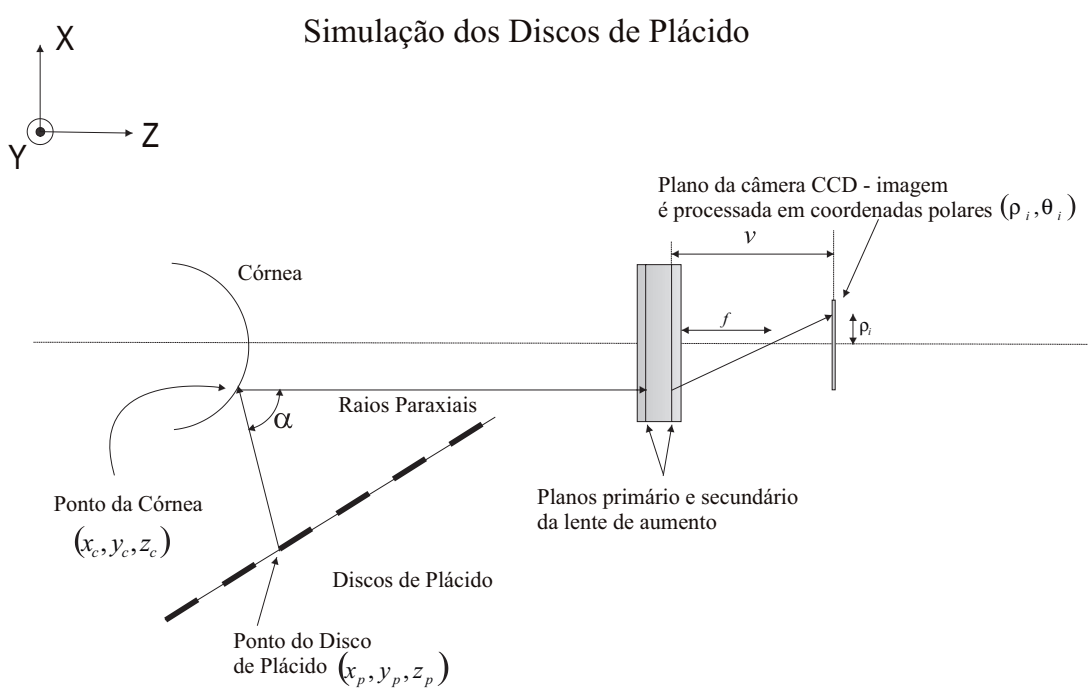

Figura 4. Corte transversal do sistema óptico para simulação do traçado de raios, mostrando corte que contém o eixo óptico do topógrafo. ***Figure 4.*** *Transversal section of the optical system used for ray-tracing simulation, showing the section that contains the optical axis of the corneal topographer.*

topógrafo. Este raio traçado passa então pelo ponto focal secundário da lente e forma sua imagem no plano do CCD. Para uma câmera corretamente focalizada, cada ponto na câmera corresponde a um par ordenado (ρ_i, θ_i) na córnea. Pela Figura 4 é fácil ver que a posição radial do ponto da córnea ρ_c é obtida diretamente conhecendo-se a posição radial na imagem, pela equação 4,

$$\rho_c = \frac{\rho_i . f}{(v - f)} \tag{4}$$

onde f é a distância focal da lente da câmera e v é a distância imagem. Como esta equação é rotacionalmente simétrica, basta variar o meridiano e calcular o valor r para cada um deles. Para testar este princípio foi implementado um programa em MatLab baseado nos algoritmos de Klein (1997).

Cálculo da elevação para diferentes superfícies

Os parâmetros das imagens de Plácido (distâncias radiais ρ dos anéis) foram inseridos no algoritmo para o modelo de elevação. Desta maneira foi calculado o perfil das curvas, e a partir das suas expressões analíticas foi possível testar o modelo e calcular sua precisão teórica. A etapa seguinte foi o cálculo da elevação de superfícies reais. Para todos os tipos de curvas apresentados anteriormente foi gerada a imagem dos Discos de Plácido gravada em disco rígido de computador, na forma de arquivos texto (ASCII). Estes arquivos foram então lidos pelo programa que calcula a elevação, e os perfis das curvas para cada superfície foram levantados. Cada perfil calculado foi então impresso juntamente com o perfil originalmente simulado. O módulo da diferença entre as curvas, para vários pontos, foi calculado e o desvio médio padrão para todas as superfícies foi obtido.

Na Figura 5 pode-se ver o resultado do algoritmo de elevação para três superfícies diferentes (para a tórica os resultados são análogos àqueles obtidos para a elipse, com mudanças apenas na excentricidade dos meridianos). Na coluna da esquerda, de cima para baixo, tem-se as imagens de Plácido obtidas para uma esfera de raio 7,80 mm, para uma tórica de raios apicais 6,00 (horizontal, 90º) e 8,00 mm (vertical, 180º) e excentricidade 0,85, e uma superfície simulando um ceratocone centrado. Pode-se perceber que para a esfera, os discos estão concêntricos e uniformemente espaçados; já para a tórica pode-se perceber a forma elíptica dos discos, mais próximos para curvaturas maiores e vice-versa. Para o ceratocone nota-se um distanciamento na região de transição de curvaturas.

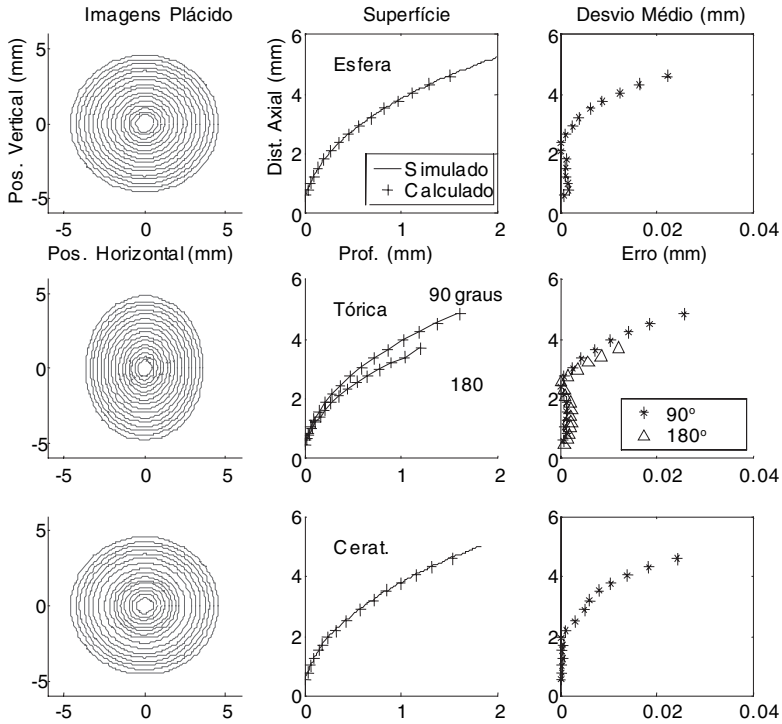

Figura 5. Resultados do algoritmo de elevação para diferentes superfícies simuladas.
Figure 5. *Results of the elevation algorithm for different simulated surfaces.*

Na coluna central tem-se cortes no semimeridiano para cada uma destas superfícies (-) e os valores de elevação (+) calculados pelo algoritmo baseado nos imagens de Plácido (coluna esquerda). Na coluna da direita tem-se os desvio médio padrão para cada uma das superfícies para as diferentes distâncias radiais dos Discos de Plácido.

Pode-se perceber que os perfis praticamente se sobrepõem, indicando visualmente a precisão do algoritmo. O desvio médio padrão para as superfícies foi de apenas 0,1 µm, um valor bastante aceitável. Na prática estes erros são maiores e dependem da precisão com que os dados do cone forem medidos, da precisão do alinhamento e a focalização do VC. No caso específico do VC usado (Eyetec CT2000) o processo de alinhamento e focalização é garantido pela imagem lateral ao vivo na mesma tela da imagem central. Para superfícies esféricas de diversos raios (7,73, 8,06, 8,34 e 8,91 mm), após 3 medidas seguidas em cada uma das superfícies por 3 usuários diferentes, foi obtido um desvio médio padrão de apenas 2 µm.

Cálculo dos parâmetros da LC e da espessura lacrimal

Para o cálculo da espessura lacrimal foram utilizados os resultados do algoritmo descrito anteriormente para calcular as elevações da córnea, e subtraídas destes dados as elevações da LC. A lente aqui é considerada uma superfície esférica de raio de curvatura constante, logo suas elevações podem ser obtidas simplesmente utilizando-se a equação em coordenadas cartesianas para uma esfera deslocada do centro:

$$z^2 + x^2 + y^2 - 2zr = 0 \qquad (5)$$

onde z é a elevação, r é o raio da CCP, e x, y são as coordenadas no plano da imagem de Plácido. Foram calculados 5.760 pontos de espessura lacrimal para cada simulação. Aos pontos que tocam a córnea foram associados uma coloração verde escura e àqueles que têm maior distância foi associado um padrão de verde brilhante (a escala de FL está em µm e é ajustada automaticamente de acordo com 15 níveis de verde, divididos uniformemente entre a espessura máxima e mínima de FL). Desta maneira foram gerados padrões de FL bastante similares ao que ocorre na prática, se aquela mesma lente fosse adaptada naquele mesmo olho. O resultado disto, como será visto a seguir, é uma sugestão ao médico bastante realista de qual seria a melhor lente para aquele paciente. A decisão do médico em encomendar a lente indicada pelo *software* sem passar pelo exame tradicional de FL é uma escolha pessoal, subjetiva e que depende da experiência de cada um e da familiarização com o *software*. De maneira geral, recomenda-se a utilização deste *software* como uma ferramenta de auxílio na adaptação de LC, juntamente com as técnicas tradicionais.

O *software* foi desenvolvido na linguagem de programação Delphi e oferece ao profissional três métodos de adaptação distintos, todos baseados originalmente no método tradicional de fluoresceína (Mandell, 1988), conforme pode ser visto na Figura 6: A) pelos dados da refração, B) pelos dados da prescrição, e C) através da escolha de uma lente da CP. Os dados da ceratometria já são considerados automaticamente pelo algoritmo para cálculo da melhor CCP. As LC rígidas de PMMA são geralmente adaptadas mais curvas, para reduzir o excesso de movimento e promover maior centralização.

É importante observar que, quando o astigmatismo corneano for maior que 3,00 D, algumas vezes não se consegue uma boa adaptação. A lente pode gerar astigmatismo residual e além disso ficar instável. Nestes casos recomenda-se uma lente tórica.

Douthwaite e Pardhan (1997) mostraram a boa correlação entre as medidas ceratométricas convencionais e aquelas realizadas pelo VC na adaptação de LC rígidas. Os outros parâmetros da lente como diâmetro, curva central anterior, poder dióptrico total, são todos inseridos ou calculados pelo próprio *software*, conforme a escolha do método de adaptação. No caso da caixa de prova, o profissional é que faz todas as escolhas, pois uma vez determinada uma lente para teste, seus parâmetros já estão fixos e a única tarefa do *software* é gerar a simulação da FL.

Cálculo do grau da LC rígida e Distância Vértice (DV)

Conhecer o poder dióptrico da LC é o objetivo principal do *software*. No entanto, se a lente for definida a partir de uma receita prévia de óculos, é necessário refazer o cálculo do grau devido à distância vértice, ou seja, a distância entre óculos e olho, como é demonstrado a seguir. Uma vez calculados os milhares de pontos de elevação sobre a córnea, e determinada a melhor CCP pela regra acima, o mapa de FL simulado está pronto para ser gerado. Ou seja, o mapa de FL só mostra como está a curva posterior da LC com relação à curva anterior da córnea. São os dados fornecidos pelo profissional (no caso da adaptação pelos dados da refração ou prescrição) que permitem o cálculo teórico da curvatura anterior (CCA). No *software* foi utilizado o índice de refração de 1,49 para o material das LC rí-

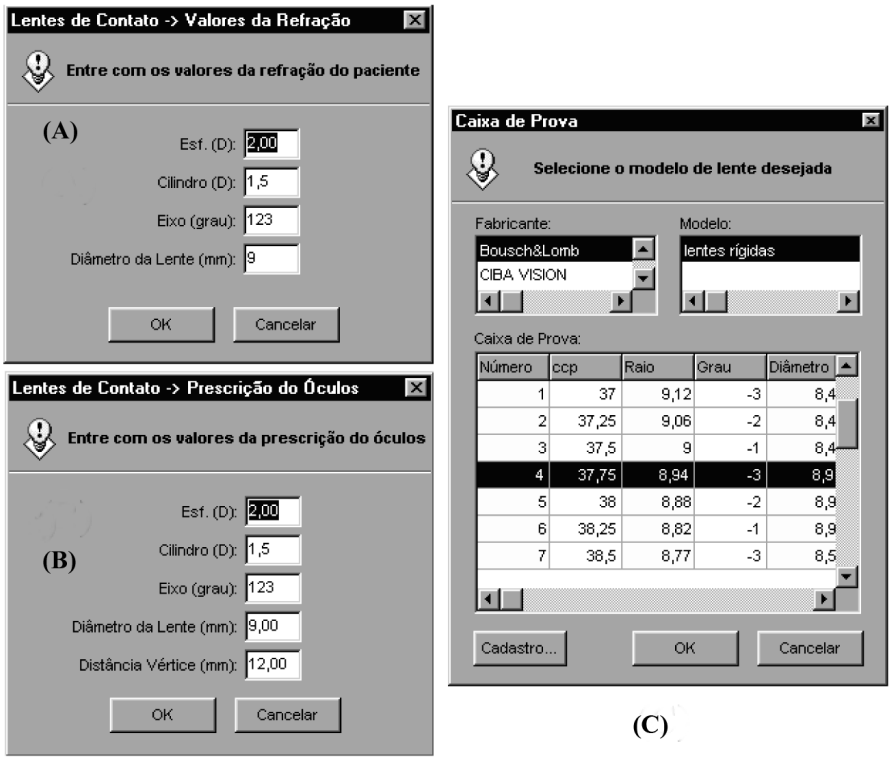

Figura 6. Telas do *software* que permitem a escolha entre três métodos de adaptação: via dados da refração (A), da prescrição (B) ou utilizando dados da caixa de prova virtual (C). O próprio usuário pode editar novas lentes ou entrar com lentes do fabricante na base de dados da caixa de prova virtual, através do botão "Cadastro..." (C). ***Figure 6.*** *Software screen shots which show the three fitting methods: using refraction data (A), prescription data (B) or trial lens data (C). In this latter method, the user himself may edit new lens data or enter new lens parameters in the virtual lens set database, using the "Cadastro..." button.*

gidas convencionais (PMMA), mas este valor pode ser editado caso o laboratório utilize algum material com valor diferente. Além disso, quando a LC é adaptada mais curva, como é indicado para as lentes de PMMA, forma-se uma lente lacrimal de poder dióptrico positivo, devendo este ser considerado no cálculo final da LC. O valor da lente lacrimal é a diferença entre a CCP e a leitura ceratométrica do meridiano mais plano da córnea, que deve ser compensado no grau final da lente. O exemplo a seguir é baseado nos dados da refração:

Refração = -2,50 D esférico, -1,00 D cilíndrico a 180º

Ceratometria = 42,00/43,00

CCP = 42,50 D

Lente Lacrimal = 42,50 - 42,00 = 0,50 D

Grau da lente = -2,50 + 0,50 = -2,00 D

No caso de adaptação pela caixa de prova, todos os dados da lente já estão determinados (Figura 6C), logo o usuário vê apenas uma simulação do padrão de FL, e o cálculo da CCA não é feito pelo *software*. Isso deve estar contido nos próprios dados do fabricante pois cada lente da caixa de prova já vem com um poder de refração (ou poder dióptrico) pré-definido. A seguir são mostrados os resultados do *software* para cinco olhos de voluntários da Escola Paulista de Medicina – UNIFESP.

Resultados

Os olhos direitos de cinco voluntários da EPM – UNIFESP foram medidos em um auto-refrator Canon, além de exames de refração subjetivos. Foram selecionados olhos bastante distintos em termos do formato da córnea e também com relação à refração: dois olhos são astigmáticos, um tem a córnea aproximadamente esférica, e os dois últimos apresentam ceratocone.

A Tabela 1 apresenta os resultados da refração, prescrição e ceratometria para os cinco olhos na parte superior, e os resultados para cada uma das adaptações

Tabela 1. Resultados do *software* para cinco tipos distintos de olhos usando os três métodos de prescrição: baseado nos dados da refração, prescrição e caixa de prova. A tabela contém a ceratometria, refração (R), prescrição (P) e resultados comparativos da lente usando caixa de prova virtual (V) com exame tradicional de fluoresceína (FL). ***Table 1.*** *Results of the software for 5 different types of eyes, using 3 methods of prescription: based on refraction data, prescription and test lenses. The table also contains the keratometry, refraction (R), prescription (P) data and results of the lens using test lenses (V) and also using the traditional fluoresceine exam (FL).*

Olho	**Astigmático 1**		**Astigmático 2**		**Esférico**		**Ceratocone 1**		**Ceratocone 2**	
Ceratometria	46,51 (7,26) @ 81° 44,33 (7,61) @ 178° 2,18 (-0,34)		46,36 (7,28) @ 89° 44,33 (7,61) @ 178° 2,03 (-0,31)		47,33 (7,13) @ 78° 46,38 (7,26) @ 168° 0,95 (-0,15)		49,03 (6,88) @ 9° 46,93 (7,19) @ 99° 2,37 (-0,31)		48,95 (6,89) @ 9° 46,86 (7, 20) @ 99° 2,09 (-0,31)	
Método	**R**	**P**	**R**	**P**	**R**	**P**	**R**	**P**	**R**	**P**
Esférico	-2,50	-2,60	-1,85	-1,80	-3,90	-4,00	-5,00	-5,25	-4,90	-5,00
Cilíndrico	-2,00	-1,75	-2,00	-2,00	-1,00	-0,75	-2,50	-2,25	-2,00	-1,75
Eixo	80°	90°	90°		80°	90°	10°	10°	10°	10°
Distância Vértice ou Diâmetro (CP, mm)		12		14		11		12		13
Resultados da LC indicada pelos sistemas Virtual (V) e Real (FL) e o erro entre eles.										
Método	**V**	**FL**	**erro**	**V**	**FL**	**erro**	**V**	**FL**	**erro**	**V**	**FL**	**erro**	**V**	**FL**	**erro**
Curva Central Posterior (mm)	45	45	0	45	45	0	46,75	47,00	0,25	47,75	48,00	0,30	47,50	47,00	0,50
Raio Central Posterior (mm)	7,50	7,50	0	7,50	7,50	0	7,22	7,25	0,03	7,07	7,00	0,07	7,10	7,50	0,40
Lente Lacrimal (D)	0,73	0,75	0,02	0,68	0,75	0,07	-0,48	-0,50	0,02	0,77	0,75	0,02	0,70	0,50	0,20
Poder da Lente (D)	-3,25	-3,25	0	-2,50	-2,50	0	-4,50	-4,50	0	-5,75	-5,75	0	-5,50	-5,25	0,25
Raio Central Anterior (mm)	7,97	8,00	0,03	7,85	8,00	0,15	7,84	8,00	0,16	7,85	8,00	0,15	7,85	8,00	0,15

(virtual (V), baseado nos dados do *software*, e real (R), baseado no exame de FL).

Na parte superior da Tabela 1 pode-se ver todos os dados referentes aos cinco olhos examinados e para os quais foram realizadas as adaptações tradicionais usando FL. Na parte inferior são fornecidos os resultados da adaptação real e virtual. Como se pode perceber, os valores indicados pelo *software* (V) são bastante próximos aos indicados pelo exame tradicional (R). O erro médio padrão para os dois principais parâmetros de uma LC foi de 0,35 D para o CCP e 0,25 D para o poder da lente, valores aceitáveis e que garantem uma boa adaptação e acuidade visual do paciente. Isto indica que o *software* está produzindo imagens fidedignas dos padrões de FL reais. Portanto, o médico especialista consegue realizar a receita baseado nestes mapas virtuais como se fossem padrões vistos ao vivo. Isso indica que o sistema é bastante satisfatório e, para uma averiguação mais conclusiva da sua utilidade, deve ser aplicado em breve em uma população maior de pacientes e voluntários do hospital da UNIFESP. Para ilustrar, uma das telas do *software* é mostrada na Figura 7, referente ao olho "Ceratocone 2" da Tabela 1.

Pode-se perceber nesta figura que são vários os dados disponíveis ao médico para análise. À esquerda superior tem-se o mapa com os poderes refrativos do olho em termos da curvatura axial (cores frias significam baixos níveis de curvatura e cores mais quentes significam curvaturas mais elevadas), onde se pode perceber nitidamente a região de curvatura mais elevada – característica marcante em olhos com ceratocone. À direita superior tem-se o mapa de simulação da FL para esta córnea, onde se percebe claramente onde a LC está tocando a córnea com maior intensidade (regiões mais escuras do padrão de FL significam que a lente está mais próxima da córnea e vice-versa, como visto na Figura 2) justamente na região com ceratocone, como era esperado por ser esta região mais protuberante; os dois gráficos abaixo mostram a espessura de lágrima ao longo de um meridiano (esquerda) e ao longo de uma circunferência (direita). Em ambos os casos é possível ajustar com o *mouse* os parâmetros do ângulo polar para o corte meridional e a distância radial ao centro do circunferência (na região interna do mapa de FL pode-se ver nitidamente o meridiano e a circunferência). Os demais dados na figura mostram os parâmetros da lente que está sendo adaptada, a

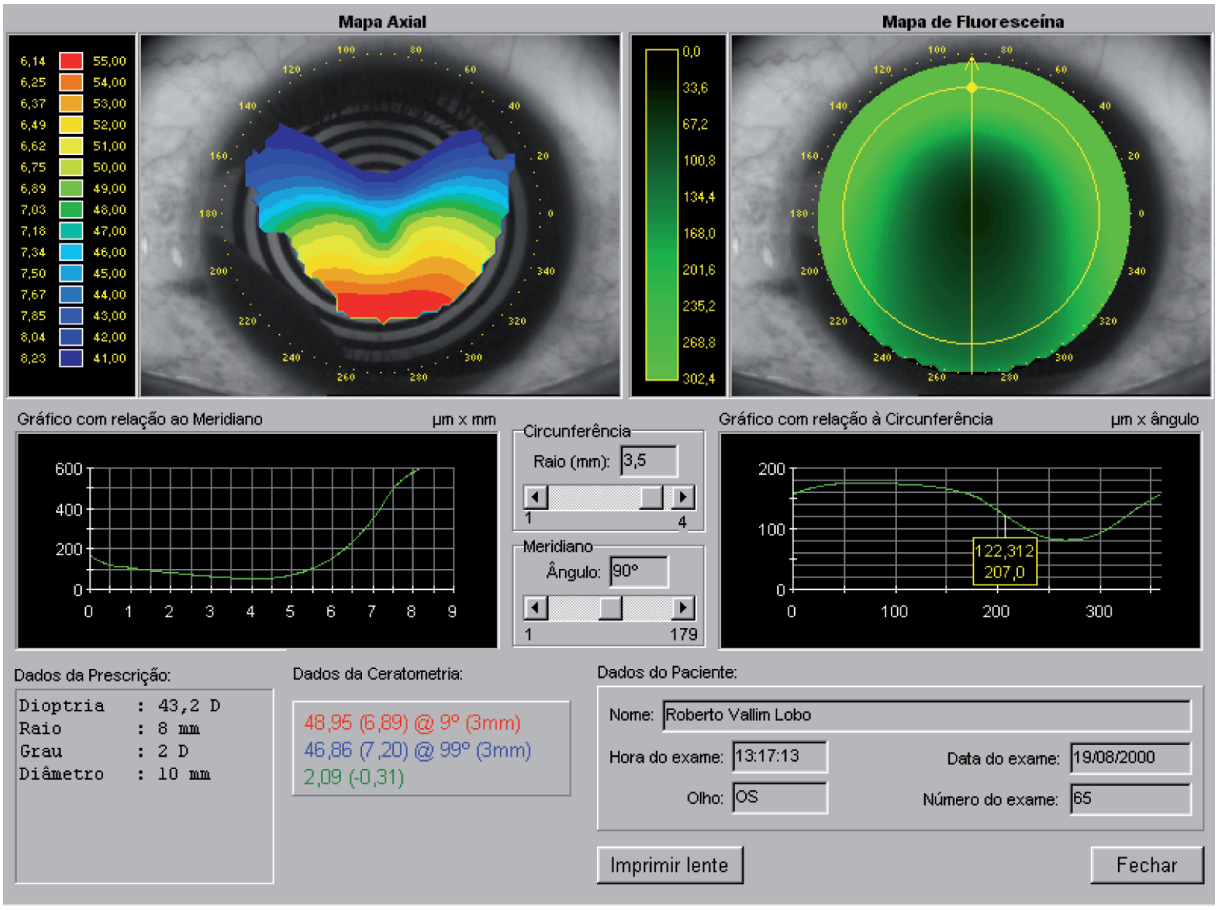

Figura 7. Interface gráfica do *software* no momento em estava sendo realizado o exame do paciente com "Ceratocone 2". ***Figure 7.*** *Graphic interface of the software showing results of the simulated fluorescein pattern for the "Ceratocone 2" patient.*

ceratometria e os dados pessoais do paciente. Todos estes mapas, gráficos e parâmetros podem também ser impressos em um relatório pressionando-se o botão "Imprimir lente". Podem então ser enviados para um laboratório de LC caso o médico não tenha uma lente com estes parâmetros em estoque. Brevemente será implementado um sistema que permite o envio destes dados ao laboratório via Internet.

Discussão

Neste trabalho é relatada a implementação de um *software* com interface gráfica para auxílio na adaptação de lentes de contato rígidas (PMMA). O objetivo não é substituir a opinião médica, mas sim tornar mais prático o processo de adaptação. Esta nova tecnologia pode trazer benefícios para o médico experiente, funcionando como uma "segunda opinião", e auxiliar na formação daqueles estão ainda se especializando na área. Outro aspecto importante é que este sistema também pode ser utilizado em conjunto com o método tradicional (lâmpada de fenda em conjunto com fluoresceína) para diminuir o número de "tentativas" e assim proporcionar maior conforto ao paciente e maior agilidade ao médico.

O sistema é de uso simples e efetua com rapidez os cálculos da LC quando são utilizados os métodos baseados na refração ou nos dados da prescrição. No caso do método com a caixa de prova virtual há a vantagem evidente de o médico não precisar manter fisicamente na clínica ou no hospital todas as lentes disponíveis na base de dados do *software*. Além disso, caso haja outros fornecedores de lentes de contato, basta o médico editar ou atualizar os novos parâmetros na base de dados do *software* e passar a ter acesso virtual a estas lentes.

Em uma segunda etapa pretende-se levantar os resultados para uma população maior de voluntários da EPM para averiguar o desempenho do sistema para olhos com características as mais diversas possíveis. Além disso, pretende-se realizar comparações deste

sistema com sistemas comerciais disponíveis em instrumentos importados.

Agradecimentos

À empresa Eyetec pela cessão e instalação um equipamento na UNIFESP, para a realização das medidas necessárias nos testes deste trabalho.

Referências

Applegate, R.A., Howland, H.C. (1995), "Noninvasive measurement of corneal topography", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 14, n. 1, p. 30-42.

Carvalho, L.A., Tonissi, A.S., Romão, A.C., Santos, L.E., Yasuoka, F., Oliveira, A.C., Schor, P., Chamon, W., Castro, J.C. (1998), "Desenvolvimento de um instrumento computadorizado para medida do poder refrativo da córnea (videoceratógrafo)", *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, v. 61, n. 6, p. 640-654.

Carvalho, L.A., Corzine, J.C., Miller, K.L., Carney, T., Klein, S.A., Polse, K.A. (1999), "A computer-based image processing system for assessment of contact lens translation and rotation", In: *Proceedings of the Annual Meeting of ARVO (Association for Research in Vision and Ophthalmology)*, Fort Lauderdale, p. S908, 9-14 May.

Carvalho, L.A., Stefani, M., Romão, A.C., Carvalho, L., de Castro, J.C., Tonissi, S.A., Schor, P., Chamon, W. (2002 a), "Videokeratoscopes for dioptric power measurement during surgery", *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, v. 28, n. 11, p. 2006-2016.

Carvalho, L.A.V., Romão, A.C., Tonissi, S., Yasuoka, F., Castro, J.C., A., Schor, P., Chamon, W. (2002 b), "Videokeratograph (VKS) for monitoring corneal curvature during surgery", *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, v. 65, n. 1, p. 37-41.

Carvalho, L.A. (2004), "Absolute accuracy of Plácido-based videokeratographs to measure the optical aberrations of the cornea", *Optometry and Vision Science*, v. 81, n. 8, p. 616-628.

Douthwaite, W., Pardhan, S. (1997), "Comparison of a videokeratoscope and an autokeratometer as predictors of the optimum back surface curves of rigid corneal contact lenses", *Ophthalmic & Physiological Optics*, v. 17, n. 5, p. 409-413.

Halstead, M.A., Barsky, B.A., Klein, S.A., Mandell, R.B. (1995a), "Geometric modeling of the cornea using videokeratography", In: *Mathematical Methods for Curves and Surfaces*, Nashville: Vanderbilt University Press, p. 213-223.

Halstead, M.A., Barsky, B.A., Klein, S.A., Mandell, R.B. (1995b), "A spline surface algorithm for reconstruction of corneal topography from a videokeratographic reflection pattern", *Optometry and Vision Science*, v. 72, n. 11, p. 821-827.

Klein, S.A., Mandell, R.B. (1995), "Shape and refractive powers in corneal topography", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 36, n. 10, p. 2096-2109.

Klein, S.A. (1997), "Corneal topography reconstruction algorithm that avoids the skew ray ambiguity and the skew ray error", *Optometry and Vision Science*, v. 74, n. 11, p. 945-962.

Klyce, S.D. (1984), Computer-assisted corneal topography. High-resolution graphics presentation and analyses of keratoscopy, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, v. 25, n. 12, p. 1426-1435.

Koch, D.D., Foulks, G.N., Moran, C.T., Wakil, J.S. (1989), "The Corneal EyeSys System: accuracy analysis and reproducibility of first-generation prototype", *Refractive & Corneal Surgery*, v. 5, n. 6, p. 424-429.

Mandell, R.B. (1988), *Contact Lens Practice*, 4th edition, Illinois: Springfield.

Mandell, R.B. (1992), "Everett Kinsey Lecture. The enigma of the corneal contour", *The CLAO Journal*, v. 18, n. 4, p. 267-273.

Moreira, S.M.B., Moreira, H. (1998), *Lente de Contato*, 2ª edição, Rio de Janeiro: Editora Cultura Médica.

McNamara, N.A., Polse, K.A., Brand, R.J., Graham, A.D., Chan, J.S., McKenney, C.D. (1999), "Tear mixing under a soft contact lens: effects of lens diameter", *American Journal of Ophthalmology*, v. 127, n. 6, p. 659-665.

Polse, K.A., Graham, A.D., Fusaro, R.E., Gan, C.M., Rivera, R.K., Chan, J.S., McNamara, N.A., Sanders, T.S. (1999), "Predicting RGP daily wear success", *The CLAO Journal*, v. 25, n. 3, p. 152-158.

van Saarloos, P.P., Constable, I.J. (1991), "Improved method for calculation of corneal topography for any photokeratoscope geometry", *Optometry and Vision Science*, v. 68, n. 12, p. 960-965.

Wang, J.Y., Rice, D.A., Klyce, S.D. (1989), "A new reconstruction algorithm for improvement of corneal topographical analysis", *Refractive & Corneal Surgery*, v. 5, n. 6, p. 379-387.